

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 61-191949

(43)Date of publication of application : 26.08.1986

(51)Int.Cl.

G01N 24/08
A61B 10/00

(21)Application number : 60-032283

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 19.02.1985

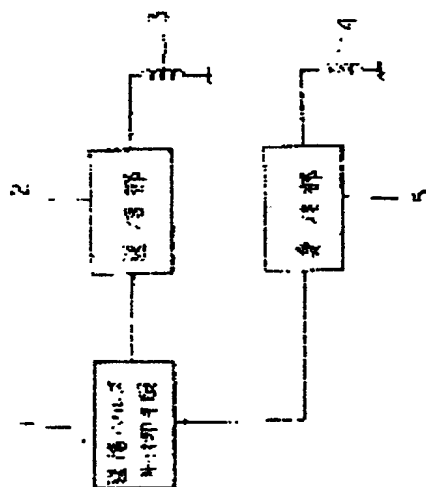
(72)Inventor : HANAWA MASATOSHI
HAYAKAWA HIROSHI

(54) MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To obtain a uniform magnetic resonance image, by varying the transmission pulse power to be fed for the generation of an excited rotary magnetic field according to the attribution of an object to be detected to enable the proper setting of the power condition regardless of the attribution thereof.

CONSTITUTION: A transmission pulse control means 1 is built centered on a CPU, for instance, and the transmission pulse power to fed for the generation of an excited rotary magnetic field with a transmission coil 3 is varied according to the attribution of an object to be detected to set the tilt angle of a spin based magnetic moment for a specified value. For example, when a spin echo signal from the object being detected is received through a receiving coil 4, the transmission pulse power value is determined so as to maximize the peak value in the received echo signal by changing the transmission pulse power within a specified range and based on the results, the transmission pulse power can be set automatically in the photographing of the object being detected.



⑩ 日本国 特許 (JP)

⑪ 特許出願公告

⑫ 特 許 公 報 (B 2) 平3-53936

⑬ Int. Cl.³

識別記号

庁内整理番号

⑭公告 平成3年(1991)8月16日

A 61 B 5/055

G 01 R 33/48

7831-4C

A 61 B 5/05

3 5 1

7621-2G

G 01 N 24/08

Y

発明の数 1 (全7頁)

⑮発明の名称 磁気共鳴イメージング装置

⑯特 願 昭60-32283

⑰公 開 昭61-191949

⑱出 願 昭60(1985)2月19日

⑲昭61(1986)8月26日

⑳発 明 者 堀 政 利 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

㉑発 明 者 早 川 浩 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

㉒出 願 人 株 式 会 社 東 芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

㉓代 理 人 弁理士 三 澤 正義

㉔審 査 官 立 川 功

㉕参 考 文 献 特開 昭59-166136 (JP, A) 特開 昭61-95237 (JP, A)

1

2

㉖特許請求の範囲

1 均一な静磁場を発生する静磁場発生手段と、この静磁場に重畳される傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、

被検体に高周波パルスを印加する送信パルス発生手段と、

被検体から発生した磁気共鳴信号を受信する受信手段と、

前記送信パルス発生手段から発生する高周波パルスのパワー条件を制御するパワー制御手段と、

前記傾斜磁場発生手段と送信パルス発生手段とパワー制御手段とを制御し、被検体内のスピン磁化モーメントを90°倒した後さらに180°倒す高周波パルスを前記送信パルス発生手段から発生させてエコー信号を得るシーケンスを、前記高周波パルスのパワー条件を変えて複数回繰り返し、得られたエコー信号に基づいて撮影時のパワー条件を自動的に設定するパワー設定手段とを備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

発明の詳細な説明

〔発明の技術分野〕

本発明は磁気共鳴 (MR : magnetic resonance ~以下「MR」と称する) 現象を用い

て被検体の特定断面における特定原子核スピンの密度分布に基づく情報をいわゆるコンピュータ断層法 (CT : computed tomography) によりCT像 (computed tomogram) として画像化 (imaging) するMRI装置などと呼ばれる磁気共鳴イメージング装置に関するものである。

〔発明の技術的背景〕

例えば診断用MRI装置では、被検体の特定位置における断層像を得るために、第4図に示すように被検体Pに対して図示Z軸方向に沿う非常に均一な静磁場H₀を作用させ、さらに一対の傾斜磁場コイル1A、1Bにより上記静磁場H₀に線型磁場勾配G_zを付加する。静磁場H₀に対して特定原子核は次式で示される角周波数ω₀で共鳴する。

$$\omega_0 = \gamma H_0 \quad \cdots (1)$$

この(1)式においてγは磁気回転比であり、原子核の種類に固有のものである。そこでさらに、特定の原子核のみ共鳴させる角周波数ω₀の回転磁場Hをプローブヘッド内に設けられた一対の送信コイル2A、2Bを介して被検体Pに作用させる。このようにすると、上記線型磁場勾配G_zによりZ軸方向について選択設定される図示x-y

平面部分についてのみ選択的に作用し、断層像を得る特定のスライス部分S(平面状の部分であるが現実にはある厚みを持つ)のみにMR現象が生ずる。このMR現象は上記プローブヘッド内に設けられた一対の受信コイル3A, 3Bを介して自由誘導減衰(FID: free induction decay)信号(以下「FID信号」と称する)として観測され、この信号をフーリエ変換することにより、特定原子核スピンの回転周波数について単一のスペクトルが得られる。断層像をCT像として得るためには、スライス部分Sのx-y平面内の他方向についての投影像が必要である。そのため、スライス部分Sを励起してMR現象を生じさせた後、第5図に示すように磁場H₀にx'軸方向(x'軸より角度θ回転した座標系)に直線的な傾斜を持つ線型磁場勾配G_{x'y}を(図示していないコイル等により)作用させると、被検体Pのスライス部分Sにおける等磁場線Eは直線となり、この等磁場線E上の特定原子核スピンの回転周波数は上記(1)式であらわされる。ここで説明の便宜上等磁場線EをE₁~E_nとし、これら角等磁場線E₁~E_n上の磁場により一種のFID信号である信号D₁~D_nをそれぞれ生ずると考える。信号D₁~D_nの増幅はそれぞれスライス部分Sを貫く等磁場線E₁~E_n上の特定原子核スピン密度に比例することになる。ところが、実際に観測されるFID信号は信号D₁~D_nをすべて加え合わせた合成FID信号となる。そこで、この合成FID信号をフーリエ変換することによつて、スライス部分Sのx'軸への投影情報(一次元像)PDを得る。このx'軸をx-y平面内で回転させる(この磁場勾配G_{x'y}の回転は例えば2対の傾斜磁場コイルによるx, y方向についての磁場勾配G_x, G_yの合成磁場として磁場勾配G_{x'y}を作り、上記磁場勾配G_x, G_yの合成比を変化させることによつて行う)ことにより、上述と同様にしてx-y平面内の各方向への投影情報が得られ、これらの情報に基づいてCT像を合成することができる。

【背景技術の問題点】

ところで、FID信号(又はスピリエコー信号)を受信する場合、90°パルス又は180°パルスが必要である。ここに、90°パルスとは磁気共鳴吸収を起こさせてスピン系の磁気モーメントを磁場に平行な方向から垂直になるまで90°回転させる働

きをするものであり、また、同様に180°パルスとは180°回転させる働きをするものである。

しかしながら、従来装置においては、90°パルス又は180°パルスのパワー条件(送信パルス波形の積分値に相当する)を予め設定しても、その後送信コイル内に被検体が配置されると、被検体の属性例えば形状などに依存してストレーキヤパシティーの変化によりQ値が変化してしまう。すると、設定されたパワー条件で90°パルス又は180°パルスを印加しても、スピン系磁気モーメントの倒れ角度が設定値と異なつてしまい、この結果、得られる磁気共鳴像は被検体の属性によりばらついてしまうといった不都合を生じている。また、スピン系磁気モーメントが90°倒れたときに受信信号が最大となるため、90°倒れないときはS/N比が低下してしまう。このため、被検体を配置するたびにパワー条件を手動で設定しなおさなければならなかった。

【発明の目的】

本発明は上記事情に基づいて成されたものであり、その目的とするところは、被検体ごとにその属性にかかわらずパワー条件を自動的にかつ適確に設定することができ、一様な磁気共鳴像を得ることができる磁気共鳴イメージング装置を提供することにある。

【発明の概要】

上記目的を達成するために本発明の概要は、均一な静磁場を発生する静磁場発生手段と、この静磁場に重畳される傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、被検体に高周波パルスを印加する送信パルス発生手段と、被検体から発生した磁気共鳴信号を受信する受信手段と、前記送信パルス発生手段から発生する高周波パルスのパワー条件を制御するパワー制御手段と、前記傾斜磁場発生手段と送信パルス発生手段とパワー制御手段とを制御し、被検体内のスピン磁化モーメントを90°倒した後さらに180°倒す高周波パルスを前記送信パルス発生手段から発生させてエコー信号を得るシーケンスを、前記高周波パルスのパワー条件を変えて複数回繰り返す、得られたエコー信号に基づいて撮影時のパワー条件を自動的に設定するパワー設定手段とを備えて構成したものである。

このような構成により、前記送信パルス発生手段による送信パルスのパワー条件を、被検体の属

性の差異にかかわらず、スピン系磁気モーメントの倒れ角度が所定値になるよう自動的に設定される。スピンエコー信号の受信を送信パルスのパワー条件を所定範囲で変化させて繰り返す。ここで、発生する各エコー信号のピーク値はスピン系磁気モーメントが90°倒れたときに最大となるので、受信エコー信号のピーク値が最大となるときの送信パルスのパワー条件を検出し、これを当該被検体の撮影の際の送信パルスのパワー条件として自動設定するものである。

【発明の実施例】

以下、本発明を実施例により具体的に説明する。

第1図は本発明の一実施例たる磁気共鳴イメージング装置の主要部を示すブロック図である。本実施例装置は基本的に送信パルス制御手段1、送信部2、送信コイル3、受信コイル4及び受信部5を有して構成される。なお、従来の装置と同様の静磁場コイル、傾斜磁場コイルも備えているが、同図では省略した。

ここに、前記送信パルス制御手段1は例えばCPU(中央処理装置)などを中心に構成されるものであり、後述のパワーコントローラの制御を行う。

次に、前記送信部2の詳細な構成について第2図を基に説明する。

第2図は前述送信部2のブロック図である。

第2図において、6は連続波を出力する発振手段、7はこの発振手段6よりの連続波を変調する変調手段、8はこの変調手段7において連続波を変調するためのパルス波の波形を選択設定する選択手段、9は前記送信パルス制御手段1の制御によつて送信パルス電力を変化させるパワーコントローラ(APC)、10はこのAPC9の出力を増幅する第1の増幅手段(ラジオ周波アンプ)、11はこの第1の増幅手段10の出力を増幅する第2の増幅手段(駆動アンプ)、12はこの第2の増幅手段11の出力を増幅する第3の増幅手段(最終アンプ)、13はインピーダンス整合を行うインピーダンス整合手段、14は送信コイル3との同調をとる同調手段である。

次に、前記APC9の詳細な構成について第3図を基に説明する。

第3図はパワーコントローラ(APC)9のブ

ロック図である。

15及び16は前記送信パルス制御手段1よりの制御信号(デジタル信号)を受信する差動レシーバである。送信パルス制御手段1との間の送信ケーブルで制御信号にノイズがのる恐れがあるので、例えばグラウンドレベルなどの基準信号との差をとることにより、ノイズの影響を除去している。また本実施例では、差動レシーバを制御信号の上位ビット用と下位ビット用の2つに分けて用いている。17はこの差動レシーバ15、16の出力(ノイズの影響の除去された制御信号)を、前記送信パルス制御手段1よりのタイミング信号によつて所定時間保持するラッチ回路である。18はこのラッチ回路17によつて保持された制御信号をアナログ信号(例えば電圧値)に変換するD/A(デジタル・アナログ)変換器、19はこのD/A変換器18の出力に応じてインピーダンスの変化するアツテネータである。D/A変換器18の出力に応じて前記変調手段7から出力された送信パルス波形の大きさ、すなわちパワー条件を決定するものであり、その出力は前記第1の増幅手段10に入力されるようになっている。

次に、以上構成による実施例装置の作用について説明する。

被検体の撮影に先立つて送信パルス制御手段1は送信パルスのパワー条件の設定を行う。

オペレータはマニュアル操作によつて90°パルス条件又は180°パルス条件の確調整が行われた後、前記送信パルス制御手段1は送信部2に制御信号を出力し、送信コイル3内に配置された被検体に制御信号に対応したパワー条件の送信パルスを印加する。被検体から発生したスピンエコー信号は受信コイル4を介して受信部5によつて受信され、送信パルス制御手段1に入力されて、そのピーク値が保持される。

続いて送信パルス制御手段1から出力される次の制御信号に従つて、今度はAPC9内のアツテネータ19を制御することにより送信パルスのパワー条件を変えて上記同様被検体に送信パルスを印加し、その時のスピンエコー信号のピーク値を保持する。

このようにして送信パルスのパワー条件を変えて収集された複数のスピンエコー信号を基に前記送信パルス制御手段1はスピンエコー信号のピー

7

ク値が最大となる際の送信パルスのパワー条件を認識し、これが、当該被検体の属性に応じた送信パルスの最適なパワー条件として設定される。換言すれば、送信コイル 3 内に被検体が配置され、ストレージキャパシテイの変化による Q 値の変化があるにもかかわらず、90°パルス又は 180°パルスのパワー条件が被検体の属性に応じて適確に設定され、スピン系磁気モーメントの倒れ角度が 90°又は 180°の所定値に調整されるのである。なお、上述のようなパワー条件設定のためのシーケンスは、撮像のためのものではないので、位置エンコードを変化させて多数回繰り返す必要はない。従つて、パワー条件の設定は迅速に行うことができる。

以後、設定された送信パルスのパワー条件による送信パルスを用いた撮影用パルスシーケンスを当該被検体に印加し、当該被検体よりの磁気共鳴信号を受信コイル 4 を介して収集することにより画像情報を得る。

尚、被検体よりの磁気共鳴信号を基に画像を構成するのは従来装置と同様なので、その説明を省略する。

このように本実施例装置にあつては、励起回転磁場発生に供される送信パルスのパワー条件を被検体の属性の差異にかかわらず、スピン系磁気モーメントの倒れ角度が所定値になるよう自動的に設定する送信パルス制御手段 1 を具備し、被検体よりの受信エコー信号のピーク値の最大となる送信パルスのパワー条件を自動設定することにより当該被検体の撮影を行うものであり、従来のように被検体の形状などによつて変化する Q 値を無視するものではないから、被検体の属性にかかわらずパワー条件を適確に設定することができ、一様な磁気共鳴像を得ることができるものである。

8

以上、本発明の一実施例について説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内で適宜に変形実施例が可能であるというまでもない。

例えば上記実施例では APC 9 内のアッテネータ 19 を可変することにより送信パルスのパワー条件を変化させるものについて説明したが、送信パルスのパワー条件はそのパルス幅によつても変化するものであるから、第 2 図の選択手段 8 から出力される変調用パルスの波形を制御することにより、被変調波（発振手段 6 の出力）を変化させることもできる。従つてこの場合、送信パルス制御手段 1 は選択手段 8 を介して送信パルスのパワー条件の設定を行うことになる。このようにしても上記実施例と同様の効果を得ることができる。

〔発明の効果〕

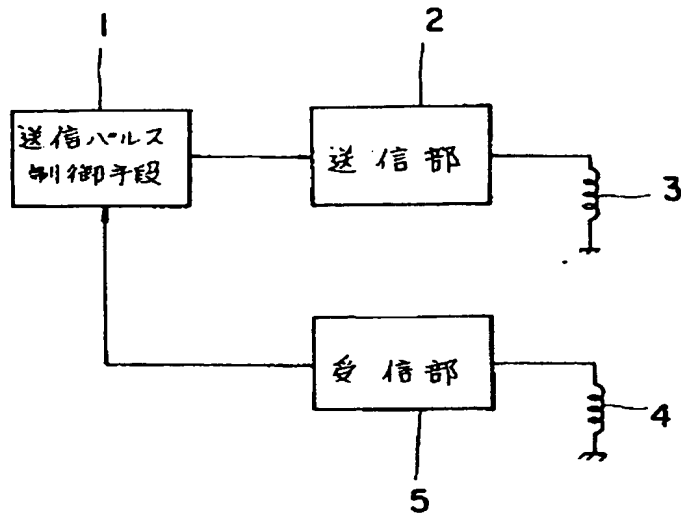
以上詳述したように本発明によれば、被検体ごとにその属性にかかわらずパワー条件を自動的に適確に設定することができ、一様な磁気共鳴像を得ることができる磁気共鳴イメージング装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

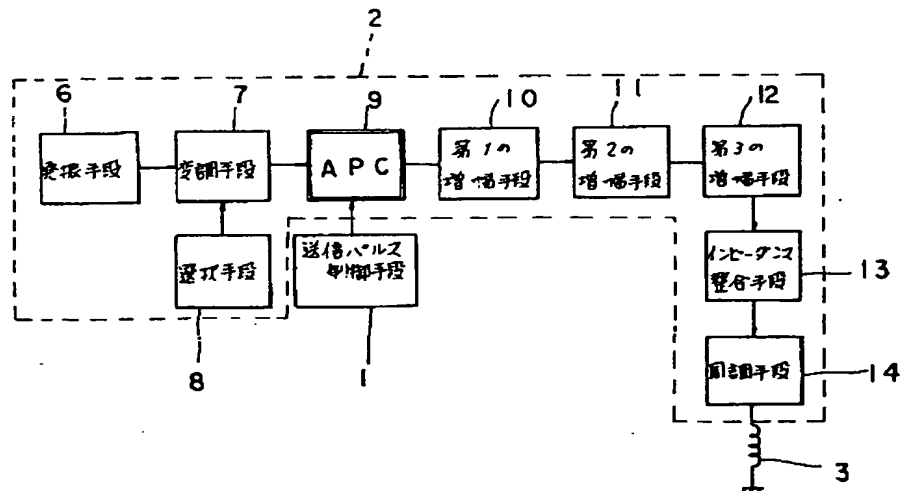
第 1 図は本発明の一実施例たる磁気共鳴イメージング装置の主要部を示すブロック図、第 2 図は本実施例装置における送信部のブロック図、第 3 図は本実施例装置におけるパワーコントローラのブロック図、第 4 図は磁気共鳴イメージング装置の原理説明図、第 5 図は磁気共鳴現象により投影情報を得る原理図である。

1……送信パルス制御手段、2……送信部、3……送信コイル、4……受信コイル、5……受信部。

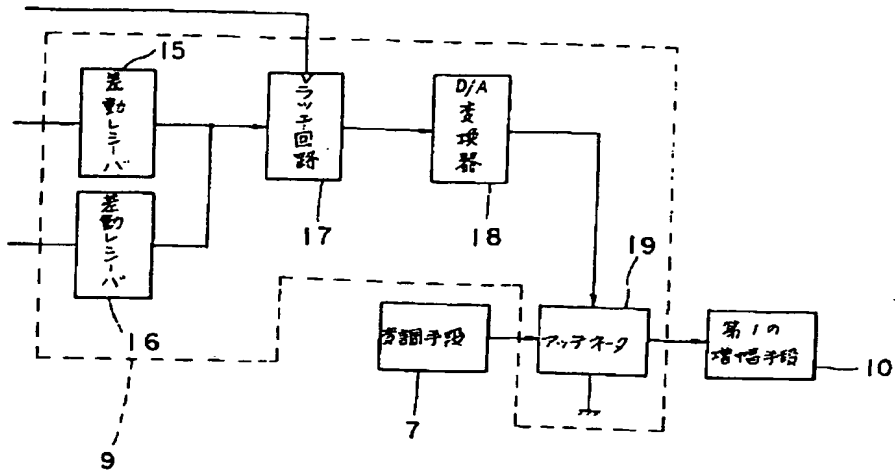
第1図



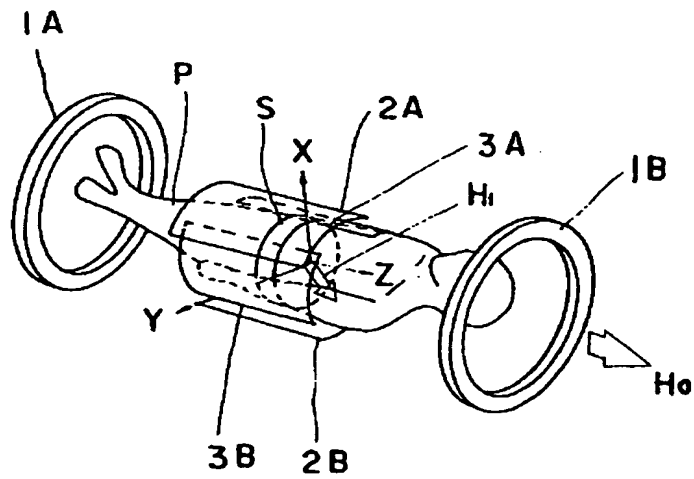
第2図



第3図



第4図



第5図

